

## BEAM RADIATING DEVICE AND RADIOTHERAPY APPARATUS USING THE BEAM RADIATING DEVICE

**Patent number:** JP11019234  
**Publication date:** 1999-01-26  
**Inventor:** NISHIHARA SUSUMU  
**Applicant:** MITSUBISHI ELECTRIC CORP  
**Classification:**  
**- International:** A61N5/10  
**- european:**  
**Application number:** JP19970183515 19970709  
**Priority number(s):** JP19970183515 19970709

### Abstract of JP11019234

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To improve the accuracy of specifying a region to be irradiated by relatively moving a table and a radiating means according to the result of imaging a marker of a body to be irradiated on the table and a marker contained in the result of superposing the imaged marker and the beam radiating position one on another to be imaged. **SOLUTION:** The diseased part of a patient 37 is imaged by X-CT 20 and stored in an image data file 36, and the central projection image is created by a computer 19 and displayed on a reference image display 30. A marker M contained in the body of a patient is displayed on the reference image. Subsequently, an X-ray is radiated from an X-ray tube 21 to the patient 37 to form an optical image from the X-ray image, and the optical image is analog-converted by a TV camera 26. The analog image is input to the computer 19 through a CCU 27 and an ADS 29 and displayed as an X-TV image on an image display 31. On this screen, the positional relationship to the patient's marker M is found to relatively move a table 38 and the X-ray tube 21. Thus, the accuracy of specifying a part to be irradiated can be improved.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-19234

(43) 公開日 平成11年(1999) 1月26日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 N 5/10

識別記号

F I

A 6 1 N 5/10

M

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願平9-183515

(22) 出願日 平成9年(1997) 7月9日

(71) 出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72) 発明者 西原 進

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

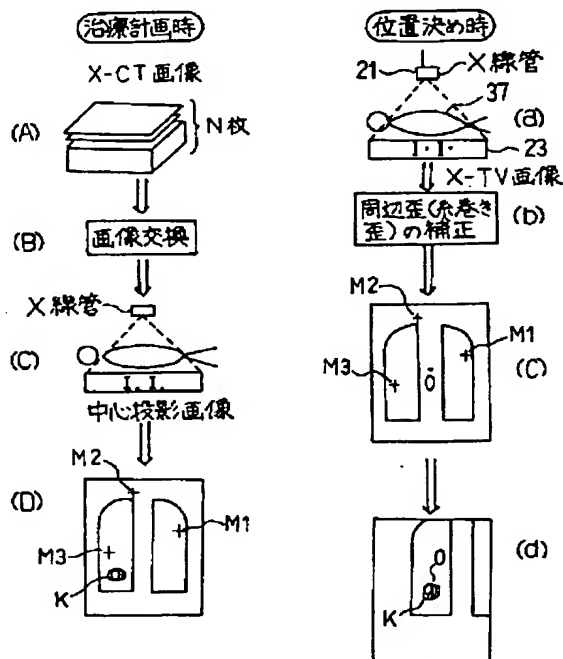
(74) 代理人 弁理士 宮田 金雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 ビーム照射装置及びこのビーム照射装置を利用した放射線治療装置

(57) 【要約】

【課題】 入力手段からマーカに関する情報を入力していたため、参照画像に付られたマーカの位置とX-TV画像に付られたマーカの位置とがずれてしまい、被照射部を特定する精度が低かった。

【解決手段】 マーカを有する被照射体が載置される台と、照射手段からのビームが照射される被照射体の被照射部とマーカとを撮像し、撮像結果を出力する第一手段と、被照射体のマーカを撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される照射手段のビームのビーム照射位置とを重ね合わせて撮像結果として出力する第二手段と、第一手段から出力された撮像結果に含まれるマーカと第二手段から出力された撮像結果に含まれるマーカとに基づき、被照射体の被照射部へ照射手段からビームが照射されるように台及び照射手段を相対的に移動させる移動制御手段とを備える。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 マーカを有する被照射体が載置される台と、

照射手段からのビームが照射される被照射体の被照射部と上記マーカとを撮像し、撮像結果を出力する第一手段と、

上記被照射体のマーカを撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される上記照射手段のビームのビーム照射位置とを重ね合わせて撮像結果として出力する第二手段と、

上記第一手段から出力された撮像結果に含まれる上記マーカと上記第二手段から出力された撮像結果に含まれる上記被照射体の被照射部へ上記照射手段からビームが照射されるように上記台及び照射手段を相対的に移動させる移動制御手段とを備えたことを特徴とするビーム照射装置。

【請求項 2】 マーカを被照射体に埋設したことを特徴とする請求項 1 に記載のビーム照射装置。

【請求項 3】 マーカを被照射体に貼付したことを特徴とする請求項 1 に記載のビーム照射装置。

【請求項 4】 マーカの形状が方向性を有することを特徴とする請求項 1～3 のいずれかに記載のビーム照射装置。

【請求項 5】 照射手段から出力されるビームが、荷電粒子線又は X 線または電子線であることを特徴とする請求項 1～4 のいずれかに記載のビーム照射装置。

【請求項 6】 照射手段は、ビームを出力する照射装置と、上記照射装置に設けられ、上記ビームが有するエネルギーを変化させるレンジシフタと、上記照射装置から出力された上記ビームが入射され、上記ビームの線量を計測する線量計と、上記線量計を経て入射された上記ビームを整形するコリメータとを有し、第二手段は、X 線を出力する X 線管と、上記 X 線管に接続され、上記 X 線管に印加する電圧を制御する X 線管制御器と、上記 X 線管から出力された上記 X 線が入射され、この入射された X 線に基づき得られる X 線画像を光学画像に変換し出力するイメージ・インテンシティブファイアと、上記イメージ・インテンシティブファイアから出力された光学画像が入射され、上記光学画像を電気信号に変換するテレビジョン・カメラとを有し、

上記照射手段は上記ビームを上記線量計、及び上記コリメータを介して被照射体に照射し、

上記 X 線が上記 X 線管から照射される時は、上記照射手段から出力される上記ビームの照射を停止し、上記線量計と上記コリメータとの間に上記 X 線管が挿入され、上記 X 線管は上記 X 線を上記コリメータを介して上記被照射体に照射することを特徴とする請求項 1～5 のいずれかに記載のビーム照射装置。

【請求項 7】 第二手段は、イメージ・インテンシティブファイアとテレビジョン・カメラとの代りに放射線センサーを有し、

上記放射線センサーは、X 線管から出力された X 線が入射され、この入射された X 線に基づき得られる X 線画像を電気信号に変換することを特徴とする請求項 6 に記載のビーム照射装置。

【請求項 8】 第二手段は、被照射体のマーカを定期的に撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される照射手段のビームのビーム照射位置とを重ね合わせて撮像結果として上記定期的に出力し、

移動制御手段は、第一手段から出力された撮像結果に含まれるマーカと上記第二手段から上記定期的に出力された撮像結果に含まれる上記マーカとに基づき、上記被照射体の被照射部へ上記照射手段からビームが照射されるように上記台及び照射手段を相対的に移動させることを特徴とする請求項 1～7 のいずれかに記載のビーム照射装置。

【請求項 9】 マーカを有する被照射体が載置される台と、

被照射体の被照射部と上記マーカとを撮像し、撮像結果を出力する第一手段と、

上記被照射体のマーカを撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される上記第二手段の X 線の X 線照射位置とを重ね合わせて撮像結果として出力する第二手段と、

上記第一手段から出力された撮像結果に含まれる上記マーカと上記第二手段から出力された撮像結果に含まれる上記被照射体の被照射部へ上記第二手段から X 線が照射されるように上記台及び第二手段を相対的に移動させる移動制御手段とを備えたことを特徴とするビーム照射装置。

【請求項 10】 被照射体を患者とし、被照射部を上記患者の患部としたことを特徴とする請求項 1～9 のいずれかに記載のビーム照射装置を利用した放射線治療装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被照射体がマーカを有し、このマーカと被照射体の被照射部との位置関係、及びマーカとビームの照射位置との位置関係に基づき、被照射体の被照射部に正確にビームを照射するビーム照射装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】このようなビーム照射装置は、被照射体を例えばがんを患う患者とし、被照射部を治療に必要な患部とした放射線治療装置に應用されている。この治療装置の例としては、特開平 1-151467 号公報に示されたものがあり、これを図 11 に示す。この図 11 は、従来の治療装置を示す構成図である。図 11 において、10 は垂直照射装置であり、荷電粒子線等のビームを照射する。11 はレンジシフタであり、垂直照射装置 10 の内部に設けられる。12 は線量計であり、垂直照射装置 10 に接続される。

【0003】13 はコリメータである。14 は照射手段

であり、垂直照射装置 10、レンジシフタ 11、線量計 12、及びコリメータ 13 から構成される。15 はビーム軸であり、照射手段 14 から照射されるビームの方向を指し示す。なお、照射手段 14 を構成する垂直照射装置 10、レンジシフタ 11、線量計 12、及びコリメータ 13 は、地表と垂直なビーム軸 15 上に、地表に近づく方向に向かって上述の順で配置される。

【0004】16 は第一の通信装置である。17 はデータバスであり、第一の通信装置に接続される。18 は第二の通信装置であり、データバス 17 に接続される。19 は計算機であり、第二の通信装置 18 に接続される。20 は第 1 の撮像手段である X 線コンピュータトモグラフィ（以下、X-CT と称す）であり、第一の通信装置に接続される。

【0005】21 は X 線管であり、線量計 12 とコリメータ 13 とに接続される。22 は X 線管制御器であり、X 線管 21 に接続される。23 はイメージ・インテンシティブファイア（以下、I.I と称す）である。24 は光学系であり、I.I 23 に接続される。25 はオートアイリスであり、光学系 24 に接続される。26 はテレビジョン・カメラ（以下、TV カメラと称す）であり、オートアイリス 25 に接続される。なお、オートアイリス 25 は TV カメラ 26 の絞りを制御する。

【0006】27 はカメラ・コントロール・ユニット（以下、C.C.U と称す）であり、TV カメラ 26 に接続される。28 は第 2 の撮像手段であり、X 線管 21、X 線管制御器 22、I.I 23、光学系 24、オートアイリス 25、TV カメラ 26、及び C.C.U 27 から構成される。なお、第 2 の撮像手段 28 は、X 線管制御器 22 と C.C.U 27 とを除いて、ビーム軸 15 上に、地表に近づく方向に向かって上述の順に配置される。X 線管 21 は、線量計 12 とコリメータ 13 との間に配置される。また、コリメータ 13 は、X 線管 21 と I.I 23 との間に配置される。

【0007】29 はアナログ・デジタル変換器（以下、A.D.C と称す）であり、C.C.U 27 に接続される。計算機 19 は計算手段であり、A.D.C 29 に接続される。30 は第 1 の表示手段である参照画像ディスプレイであり、計算機 19 に接続される。31 は第 2 の表示手段である画像ディスプレイであり、計算機 19 に接続される。32 はキャラクタディスプレイであり、計算機 19 に接続される。33 はキーボードであり、計算機 19 に接続される。34 は操作パネルであり、計算機 19 に接続される。35 は入力手段であるタブレットであり、計算機 19 に接続される。36 は画像データファイルであり、計算機 19 に接続される。

【0008】37 は患者である。38 は治療台であり、患者 37 が載せられる。なお、治療台 38 は計算機 19 に接続される。また、治療台 38 はコリメータ 13 と I.I 23 との間に設けられる。

【0009】次に、従来の放射線治療装置の動作について、図 12 を用いて説明する。図 12 は従来の放射線治療装置の動作の流れを示す説明図である。図 12 において、患者 37 を診断した時に、患者 37 の患部 K を X-CT 20 で撮像して得られた複数の X-CT 画像は、画像データファイル 36 に蓄積される。この複数の X-CT 画像が画像データファイル 36 に蓄積されている状況を図 12

(A) に示す。なお、この X-CT 画像には、患者 37 の患部 K の位置が明確に撮像されているものとする。

【0010】患者 37 を診察した後の治療計画時では、画像データファイル 36 に蓄積された X-CT 画像が、図 12 (C) に示す仮想した X 線管と I.I 23 の位置における、図 12 (D) に示す中心投影画像に変換される（図 12 (B)）。なお、X-CT 画像から中心投影画像への変換は、計算機 19 によって行われる。そして、この中心投影画像（以下、参照画像と称す）は参照画像ディスプレイ 30 に表示される。

【0011】参照画像ディスプレイ 30 に参照画像が表示される時、参照画像中で識別可能な任意の位置、例えば骨の位置には、少なくとも 3 個以上のマーカ M1、M2、及び M3 が付される。なお、参照画像中に付すマーカ M1、M2、及び M3 は、タブレット 35 によって設定される。この参照画像中にマーカ M1、M2、及び M3 が付された状況を図 12 (D) に示す。そして、図 12 (D) に示される患部 K とマーカ M1、M2、及び M3 との位置関係は、計算機 19 によって調べられる。

【0012】治療計画時の後で、患者 37 の患部 K の位置決め時には、X 線管 21 から治療台 38 上の患者 37 に対して X 線が照射される。この X 線管 21 から治療台 38 上の患者 37 に対して X 線が照射された状況を図 12 (a) に示す。なお、X 線管 21 は、X 線管制御器 22 により電圧が制御されている。

【0013】I.I 23 によって、ビーム軸 15 の位置が明らかな、集められた患者 37 の X 線画像が光学画像に変換される。この I.I 23 で得られた光学画像は、光学系 24 及びオートアイリス 25 を介して、TV カメラ 26 に入力される。そして、TV カメラ 26 に入力された光学画像は、アナログの電気信号に変換され出力される。この TV カメラ 26 から出力されたアナログ信号は、C.C.U 27 を介して、A.D.C 29 に入力される。そして、A.D.C 29 に入力されたアナログ信号は、デジタル信号に変換され出力される。

【0014】この A.D.C 29 から出力されたデジタル信号は、計算機 19 に入力される。計算機 19 に入力されたデジタル信号には、周辺歪（糸巻き歪とも言う。）の補正等が行われる。この計算機 19 による周辺歪の補正等は図 12 (b) の段階で行われる。そして、計算機 19 で周辺歪の補正等が行われたデジタル信号は、画像ディスプレイ 31 へ出力される。画像ディスプレイ 31 には、入力された周辺歪の補正等が行われたデジタル信号

に基づく画像（以下、X-TV画像と称す）が出力される。なお、X-TV画像には、参照画像と同じ位置に、タブレット 35 によって、マーカ N1、N2、及び N3 が付される。この X-TV画像にマーカ N1、N2、及び N3 が付された状況を図 12 (c) に示す。

【0015】そして、図 12 (e) に示されるビーム軸 15 の中心 O とマーカ N1、N2、及び N3 との位置関係が、計算機 19 により調べられる。また、患部 K とビーム軸の中心 O との位置関係が、計算機 19 により調べられる。この患部 K とビーム軸の中心 O との位置関係が調節された状況を図 12 (d) に示す。すなわち、図 12 (d) に示すように、ビーム軸 15 の中心 O と患部 K の中心とが一致するように、治療台 38 を移動させるべき移動量が計算機 19 により計算される。そして、計算機 19 により計算された治療台 38 を移動させるべき移動量に基づく制御信号が治療台 38 の駆動装置（図示せず）に出力される。計算機 19 から出力された治療台 38 を移動させるべき移動量に基づく制御信号が入力された駆動装置は、荷電粒子線が患部 K に正確に照射されるように、治療台 38 を移動させる。

【0016】位置決め時の後の実際の治療時には、患部 K の形状、患部 K の深さ、及び荷電粒子線の吸収線量が、患部治療のパラメータとなる。この患部治療のパラメータからコリメータ 13、レンジシフタ 11、及び線量計 12 が制御される。そして、照射手段 14 はこの患部治療のパラメータに基づく荷電粒子線を患部 K に照射する。すなわち、コリメータ 13 は、患部治療のパラメータの 1 つである患部 K の形状に基づき制御され、照射手段 14 から出力される荷電粒子線のビームの形状を整形する。

【0017】また、レンジシフタ 11 は、患部治療のパラメータの 1 つである患部 K の深さに基づき制御され、照射手段 14 から出力される荷電粒子線のビームのエネルギーを調節し、荷電粒子線のビームの飛程を調節する。さらに、線量計 12 は、照射手段 14 から出力される荷電粒子線のビームの線量をモニターする。なお、照射される荷電粒子線のビームの形状、線量、及びエネルギーは、参照画像と X-TV画像とから求められる。また、照射手段 14 から荷電粒子線のビームが患部 K の患部に照射される時、X線管 21 は荷電粒子線のビーム軸 15 から離れた位置に移動させる。

【0018】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、従来のビーム照射装置は、マーカ M1 ～ M3、N1 ～ N3 をタブレット 35 から入力しており、被照射体自身がマーカを有しておらず、第一の表示手段に表示された参照画像、及び第二の表示手段に表示された X-TV画像の双方にそれぞれ、入力手段からマーカに関する情報を入力していたため、参照画像に付られたマーカの位置と X-TV画像に付られたマーカの位置とがずれてしまい被照射部を特定す

る精度が低くなるという問題点があった。また、ビームを照射している最中に、被照射体が動き被照射部の位置が変化した場合、ビームの照射を継続して行うことができなくなるという問題点があった。

【0019】本発明はこのような問題に鑑みなされたものであり、高い精度で被照射体の被照射部を特定し、この被照射部にビームを照射することができるビーム照射装置を得ることを目的とする。また、本発明はビームを照射している最中も、被照射体の被照射部を確定させるマーカの位置を適宜確認し、被照射体が動いたとしてもビームを高い精度で被照射体の被照射部を特定し、この被照射部にビームを継続して照射することができるビーム照射装置を得ることを目的とする。

【0020】

【課題を解決するための手段】この発明にかかるビーム照射装置は、マーカを有する被照射体が載置される台と、照射手段からのビームが照射される被照射体の被照射部とマーカとを撮像し、撮像結果を出力する第一手段と、被照射体のマーカを撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される照射手段のビームのビーム照射位置とを重ね合わせて撮像結果として出力する第二手段と、第一手段から出力された撮像結果に含まれるマーカと第二手段から出力された撮像結果に含まれるマーカとに基づき、被照射体の被照射部へ照射手段からビームが照射されるように台及び照射手段を相対的に移動させる移動制御手段とを備えたものである。

【0021】また、この発明にかかるビーム照射装置は、マーカを被照射体に埋設したものである。

【0022】さらに、この発明にかかるビーム照射装置は、マーカを被照射体に貼付したものである。

【0023】また、この発明にかかるビーム照射装置は、マーカの形状が方向性を有するものである。

【0024】さらに、この発明にかかるビーム照射装置は、照射手段から出力されるビームが、荷電粒子線又は X線または電子線であるものである。

【0025】また、この発明にかかるビーム照射装置は、照射手段が、ビームを出力する照射装置と、照射装置に設けられビームが有するエネルギーを変化させるレンジシフタと、照射装置から出力されたビームが入射されビームの線量を計測する線量計と、線量計を経て入射されたビームを整形するコリメータとを有し、第二手段が、X線を出力する X線管と、X線管に接続され X線管に印加する電圧を制御する X線管制御器と、X線管から出力された X線が入射されこの入射された X線に基づき得られる X線画像を光学画像に変換し出力するイメージ・インテンシティファイアと、イメージ・インテンシティファイアから出力された光学画像が入射され光学画像を電気信号に変換するテレビジョン・カメラとを有し、照射手段がビームを線量計、及びコリメータを介して被照射体に照射し、X線が X線管から照射される時は、照

射手段から出力されるビームの照射を停止し、線量計とコリメータとの間にX線管が挿入され、X線管がX線をコリメータを介して被照射体に照射するものである。

【0026】さらに、この発明にかかるビーム照射装置は、第二手段が、イメージ・インテンシファイアとテレビジョン・カメラとの代りに放射線センサーを有し、放射線センサーが、X線管から出力されたX線が入射され、この入射されたX線に基づき得られるX線画像を電気信号に変換するものである。

【0027】また、この発明にかかるビーム照射装置は、第二手段が、被照射体のマーカを定期的に撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される照射手段のビームのビーム照射位置とを重ね合わせて撮像結果として定期的に出力し、移動制御手段が、第一手段から出力された撮像結果に含まれるマーカと第二手段から定期的に出力された撮像結果に含まれるマーカとに基づき、被照射体の被照射部へ照射手段からビームが照射されるように台及び照射手段を相対的に移動させるものである。

【0028】さらに、この発明にかかるビーム照射装置は、マーカを有する被照射体が載置される台と、被照射体の被照射部とマーカとを撮像し、撮像結果を出力する第一手段と、被照射体のマーカを撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される第二手段のX線のX線照射位置とを重ね合わせて撮像結果として出力する第二手段と、第一手段から出力された撮像結果に含まれるマーカと第二手段から出力された撮像結果に含まれるマーカとに基づき、被照射体の被照射部へ第二手段からX線が照射されるように台及び第二手段を相対的に移動させる移動制御手段とを備えたものである。

【0029】また、この発明にかかる放射線治療装置は、被照射体を患者とし、被照射部を患者の患部としてビーム照射装置を利用したものである。

【0030】

【発明の実施の形態】

実施の形態1. 本発明によるビーム照射装置の一実施形態として、放射線治療装置を図1を用いて説明する。図1はこの実施形態1の構成を示す構成図である。図1において、Mはマーカであり、患者37の体内に埋め込む。なお、マーカMの大きさは微小なものであり、開腹手術をすることなく患者37の体内に埋め込むことができるものである。このようなマーカMとしては、例えば、直径が2mm程の金(Au)で作られたマーカMが考えられる。この程度の大きさのマーカMであれば、患者37に埋め込むための開腹手術を行うことなく、注射針の先に設けることによりこのマーカMを患者37に埋め込むことが可能となる。また、マーカMは患者37の身体に貼り付けるものでもよい。

【0031】なお、図1において、図11に示す従来例と同一又は相当の部分には、同一符号を付してその説明を省略し、図11と相違する部分について説明した。ま

た、被照射体は患者37に相当し、被照射部は患部Kに相当し、第一手段は第一の撮像手段20に相当し、第二手段は第二の撮像手段28に相当し、移動制御手段は計算機19に相当する。

【0032】また、図1に示す放射線治療装置の垂直照射装置が放射するビームは、荷電粒子線(陽子線、重粒子線)でも、電子線でも、X線でも、中性子線でも良い。これら荷電粒子線、電子線、及びX線の間では、その特性である線量分布が異なる。線量分布は、荷電粒子線又は電子線又はX線が患者37に照射された時、その患者37のどの深さの部分で、当該荷電粒子線又は電子線又はX線が吸収されているかを示すものであり、荷電粒子線はその入射時のエネルギーにより任意の深さで集中的に吸収させることができ、任意の深さの患部だけを集中して治療することができる。一方、X線及び電子線は、荷電粒子線に比べ、どの深さでも比較的一様に吸収されている。

【0033】さらに、患者37の体内に埋め込まれる図1に示すマーカMは、患者37の体内に埋め込まれた後に、そのマーカMが移動したか否かを判別しやすいように、球形とは異なる形状である方がよい。この球形とは異なるマーカMの形状を、図2に例示する。図2は、マーカMの形状を示す概念図である。この図2において、39は、涙のような形状をしたマーカMである。また、40は、2つの異なる大きさの球形が結合したたまるまのような形状をしたマーカMである。なお、マーカMの形状としては、上述した2種類の他に楕円形のものなどが考えられる。

【0034】また、図1に示す放射線治療装置の第二の撮像手段28は、地表面に対して、垂直方向からX線を照射する構成としたが、地表面に対して水平方向または斜めの方向からX線を照射する構成としてもよい。また、図1に示す放射線治療装置の照射手段14は、治療台38に対して、垂直方向からX線を照射してもよい。また、この照射手段14は、治療台38に対して、水平方向からX線を照射してもよい。さらに、この照射手段14は、治療台38に対して、斜めの方向からX線を照射してもよい。

【0035】これら放射線治療装置が有する第二の撮像手段28や照射手段14がX線や治療用のビームを照射する様子を図3に示す。図3は、放射線治療装置が有する照射手段14、及び第二の撮像手段28が回転し、X線や治療用ビームの照射方向の変化を示す概念図である。なお、図3中の第二の撮像手段28としては、X線管21及びI.I23のみを示す。この図3に示すように、本実施形態1の放射線治療装置から照射される荷電粒子線の照射方向は、地表面に対して垂直方向であるビーム軸15でも、地表面に対して水平方向のビーム軸15aでもよい。

【0036】また、放射線治療装置から照射される荷電

10

20

30

40

50

粒子線の照射方向は、治療台38を中心に回転して設定されるその任意の回転方向でもよい。なお、荷電粒子線の照射方向が地表面に対して垂直方向である時は、ビーム軸15上に治療台38を挟んでX線管21とI.I23とが配置される。また、荷電粒子線の照射方向が地表面に対して水平方向である時は、ビーム軸15a上に治療台38を挟んでX線管21aとI.I23aとが配置される。なお、X線管21及びI.I23は、ビーム軸15に直角的なビーム軸15b上のX線管21b及びI.I23bの位置に配置してもよい。また、X線管21a及びI.I23aは、ビーム軸15aに直角的なビーム軸15b上のX線管21b及びI.I23bの位置に配置してもよい。また、この実施形態1の放射線治療装置の一具体例を図4に示す。図4は、実施形態1の放射線治療装置の正面図、側面図、及び上面図である。

【0037】次に、実施形態1の放射線治療装置の動作について、図5を用いて説明する。図5は実施形態1の放射線治療装置の動作の流れを示す説明図である。図5において、まずはじめに、患者37の患部KをX-CT20で撮像する。なお、このX-CT20で撮像されるX-CT画像には、患者37の胸部等の前面から背中等の背面にわたる患者37の胴体の輪切り像である断面が写される。そして、X-CT20で撮像した結果得られた複数枚のX-CT画像は、画像データファイル36に蓄積される。この段階が図5の(A)である。

【0038】次に(B)の段階で、計算機19は、画像データファイル36に蓄積された複数枚のX-CT画像をもとに、これらのX-CT画像を変換して、治療台38の表面に平行な面で患者37の患部Kを明示する中心投影画像を作成する。なお、中心投影画像とは、X線管21から照射されたX線が患者37を経てI.I23に入射され得られる画像に相当し、その仮想図が図5の(C)である。そして、X-CT画像をもとに、計算機19で変換されて得られた中心投影画像が図5の(D)である。

【0039】なお、得られた中心投影画像(以下、参照画像と称す)は参照画像ディスプレイ30に表示される。また、参照画像ディスプレイ30に表示された参照画像には、少なくとも3個のマーカM1、M2、及びM3が表示されるよう患者37の体内には少なくとも3個以上のマーカが埋め込まれる。さらに、患者37に埋め込まれるマーカの位置は、あらかじめ第一の撮像手段1により患者37の患部が撮影されたCT像に基づき、埋め込まれるマーカの位置が治療用ビームの照射位置を決める位置決め時にわかりやすいように決められる。

【0040】そして、マーカが患者37の患部の近隣に埋め込まれると、再び第一の撮像手段1を用いて、患者37の患部のCT像が複数枚撮影される。このCT像は、患者37の患部の位置と患者37の体内に埋め込まれたマーカの位置とを確認するため、実際に位置決めを行うスライス像に画像変換される。そして、このスライス像に

基づき、計算機19が患者37の患部Kの位置と患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及びM3の位置との位置関係を明らかにするよう計算する。

【0041】図5の(A)～(D)である治療計画時が終わると、図5の(a)～(d)に示す患者37の患部Kの位置決め時に移る。その位置決め時では、まず、X線管21から治療台38上の患者37にX線が照射される。この状況を図5(a)に示す。X線管21から照射されたX線は、患者37を介してI.I23に入力される。

そして、このI.I23では、得られたX線によるX線画像を光学画像に変換する。なお、このI.I23で得られたX線画像及び光学画像はビーム軸15の位置が明らかである。

【0042】このI.I23で得られた光学画像は、光学系24及びオートアイリス25を介して、TVカメラ26に入力され、アナログの電気信号に変換され出力される。このTVカメラ26から出力されたアナログ信号は、C.C.U27を介して、A.D.C29に入力され、デジタル信号に変換され出力される。このA.D.C29から出力されたデジタル信号は、計算機19に入力され、周辺歪(糸巻歪)の補正等が行われる。この状況を図5(b)に示す。そして、計算機19で周辺歪の補正等が行われたデジタル信号は、画像ディスプレイ31へ出力され、この画像ディスプレイ31には、入力された周辺歪の補正等が行われたデジタル信号に基づく画像(以下、X-TV画像と称す)が出力される。

【0043】なお、X-TV画像には、参照画像と同じ位置に、マーカM1、M2、及びM3が表示される。この状況を図5(c)に示す。そして、この図5(c)に示されたビーム軸15の中心0とマーカM1、M2、及びM3との位置関係が、計算機19により計算される。さらに、計算機19は、治療計画時(図5(D))で計算された患者37の患部Kの位置と患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及びM3の位置との位置関係、及びこの位置決め時(図5(c))で計算されたビーム軸15の中心0と患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及びM3との位置関係により、患者37の患部Kの位置とビーム軸の中心0との位置関係を計算する。そして、この患者37の患部Kの位置とビーム軸の中心0との位置関係が調節された状況を図5(d)に示す。

【0044】この計算機19によって計算された患者37の患部Kの位置とビーム軸の中心0との位置関係に基づき、計算機19は、患者37が載置される治療台38を移動させる制御信号を治療台38が有する駆動装置に出力する。計算機19から出力された制御信号が入力された駆動装置は、照射手段14から出力される荷電粒子線が患者37の患部Kに正確に照射されるように、治療台38を移動させる。そして、照射手段14は荷電粒子線を患部Kに照射して治療する。なお、照射手段14か



ら出力される荷電粒子線は、患者3の患部Kの形状、患部Kの深さ、及び荷電粒子線の吸収線量によって調節され、患部Kの形状に応じてコリメータ13が調節され、患部Kの深さに応じてレンジシフタ11が調節され、線量計12により線量を監視し荷電粒子線の線量が調節される。

【0045】なお、図5において、図12に示す従来例の動作と同一又は相当の部分は、その説明を簡略にし、図12と相違する部分を中心に説明した。また、この実施形態1の放射線治療装置は、患者37の体内に埋め込まれたマーカMを定期的に観測し、このマーカMの位置の変化に伴い、患部Kの位置の変化を推測する。そして、患者37に埋め込まれたマーカMの位置の変化に伴い変化すると推測される患部Kの位置へ、患者37が載置される治療台38の位置を移動させて、照射手段14から出力される荷電粒子線を患者37の患部Kに照射する動作の流れについて、図6を用いて説明する。図6は実施形態1の放射線治療装置で、治療される患者37に埋め込まれたマーカMの位置の変化に伴い、患者37の患部Kの位置の変化を推測するようすを示す概念図である。

【0046】図6において、M1は第一の時点での第一のマーカの位置、M2は第一の時点での第二のマーカの位置、M3は第一の時点での第三のマーカの位置である。また、M1'は第一の時点から所定の時間を経過した第二の時点での第一のマーカの位置である。M2'は第一の時点から所定の時間を経過した第二の時点での第二のマーカの位置である。M3'は第一の時点から所定の時間を経過した第二の時点での第三のマーカの位置である。

【0047】第一の時点で観測された第一のマーカ～第三のマーカの位置と、第二の時点で観測された第一のマーカ～第三のマーカの位置とが、同様の方向に所定の範囲内で同様の距離だけ変化している場合、第一の時点である位置に観測された患者37の患部Kは、第二の時点でK'の位置に移動しているものとして、計算機19で判断され、計算機19は患者37が載置される治療台38の位置を移動させて、照射手段14から出力される荷電粒子線を患者37の患部Kに照射させる。なお、患者37が載置される治療台38の位置は、定期的に算出される計算機19の演算結果に基づき、定期的にまとめて移動してもよいし、計算機19の演算結果が出力される期間で徐々に移動してもよい。

【0048】なお、第一の時点で観測された第一のマーカ～第三のマーカの位置と、第二の時点で観測された第一のマーカ～第三のマーカの位置とが、互いに異なる方向に移動している場合、若しくは、同様の方向に移動してはいるものの互いに異なる距離だけ移動している場合、照射手段14から照射される荷電粒子線の位置と患部Kの位置とが一致なくなるため、荷電粒子線の照射を中止する。また、この実施形態1の放射線治療装置

が、患者37の体内に埋め込まれたマーカMを観測するのは、常時でもよいし、任意のタイミングでもよい。この実施形態1の放射線治療装置が用いられる治療としては、例えば、がん治療が考えられる。この時、患部Kの位置を常に正確に捉えることは、治療する必要のない部分に、必要以上の放射線の照射を防ぐことができる。

【0049】このように、本実施形態の放射線治療装置は、微小な大きさのマーカMを、開腹手術等の手間をかけることなく患者37に埋め込むことにより、患者37の患部Kの位置を正確に特定することが容易となり、荷電粒子線等の治療用ビームを正確に患者37の患部に照射することができる。また、本実施形態の放射線治療装置は、患者37の体内に埋め込まれたマーカMを定期的に観測し、このマーカMの位置の変化に伴い、患部Kの位置の変化を推測し、この推測される患部Kの位置へ治療台38の位置を移動させるため、治療台38に載置された患者37が動いても、患者37の患部Kへの治療用ビームの照射を継続して正確に行うことが可能となり、正確な治療を継続して行うことができる。

【0050】実施の形態2。次に、本発明の他の実施形態について、図7を用いて説明する。図7は、本発明の実施形態2の放射線治療装置の構成を示す構成図である。図7において、41は半導体検出器又は放射線センサーであり、A.D.C29に接続される。この半導体検出器又は放射線センサー41は、得られるX線画像をアナログの電気信号に変換し、A.D.C29へ出力する。この実施形態2の放射線治療装置を構成する第2の撮像手段28は、X線管21、X線制御器22、及び半導体検出器又は放射線センサー41から構成される。なお、この第2の撮像手段28は、X線制御器22を除いて、ビーム軸15上に、地表に近づく方向に向かって上述の順に配置される。また、図7において、図1に示す実施形態1と同一又は相当の部分には、同一符号を付してその説明を省略し、図1と相違する部分について説明した。

【0051】次に、実施形態2の放射線治療装置の動作について説明する。図7において、まずはじめに、患者37の患部KをX-CT20で撮像する。そして、X-CT20で撮像した結果得られた複数枚のX-CT画像は、画像データファイル36に蓄積される。次に、計算機19は、複数枚のX-CT画像をもとに、中心投影画像を作成する。そして、この中心投影画像には、3個以上のマーカM1、M2、及びM3が表示されるように、患者37の体内には3個以上のマーカが埋め込まれる。そして、マーカが患者37の患部に埋め込まれると、再び第一の撮像手段1を用いて、患者37の患部のCT像が撮影される。このCT像は、患者37の患部の位置と患者37の体内に埋め込まれたマーカの位置とを確認するため、実際に位置決めを行うスライス像に画像変換される。そして、このスライス像に基づき、計算機19が患者37の患部Kの位置と患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及び



M3の位置との位置関係を明らかにするよう計算する。

【0052】次に位置決め時では、まず、X線管21から治療台38上の患者37にX線が照射される。X線管21から照射されたX線は、患者37を介して半導体検出器又は放射線センサー41に入力される。そして、この半導体検出器又は放射線センサー41では、得られたX線によるX線画像をアナログの電気信号に変換され出力される。この半導体検出器又は放射線センサー41から出力されたアナログ信号は、A.D.C29に入力され、デジタル信号に変換され出力される。このA.D.C29から出力されたデジタル信号は、計算機19を経て、画像ディスプレイ31にX-TV画像として出力される。

【0053】そして、計算機19により、中心投影画像に示す患者37の患部Kの位置と患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及びM3の位置との位置関係、及びX-TV画像に示すビーム軸15の中心Oと患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及びM3との位置関係により、患者37の患部Kの位置とビーム軸の中心Oとの位置関係が計算される。この計算機19によって計算された患者37の患部Kの位置とビーム軸の中心Oとの位置関係に基づき、計算機19は、患者37が載置される治療台38を移動させ、照射手段14は荷電粒子線を患者37の患部Kに正確に照射し治療する。

【0054】なお、図7において、図5に示す実施形態1の動作と同一又は相当の部分は、その説明を簡略にし、図5と相違する部分を中心に説明した。また、この実施形態2の放射線治療装置の一具体例を図8に示す。図8は、実施形態2の放射線治療装置の正面図、側面図、及び上面図である。また、X線管21は、照射装置と兼用してもよい。X線管21と照射装置とを兼用した放射線治療装置を図10に示す。この図10は、X線管21と照射装置とを兼用した放射線治療装置の側面を示した側面図である。このように、本実施形態の放射線治療装置は、微小な大きさのマーカMを、開腹手術等の手間をかけることなく患者37に埋め込むことにより、患者37の患部Kの位置を正確に特定することが容易となり、荷電粒子線等の治療用ビームを正確に患者37の患部に照射することができる。

【0055】実施の形態3. 次に、本発明の他の実施形態について、図9を用いて説明する。図9は、本発明の実施形態3の放射線治療装置の構成を示す構成図である。図9において、42は第二のX-CTであり、計算機19に接続される。この第二のX-CT42によって撮像されたX-CT画像は、計算機19へ出力される。この実施形態3の放射線治療装置を構成する第2の撮像手段28は、第二のX-CT42から構成され、ビーム軸15上に配置される。なお、図9において、図1に示す実施形態1と同一又は相当の部分には、同一符号を付してその説明を省略し、図1と相違する部分について説明した。

【0056】次に、実施形態3の放射線治療装置の動作

について説明する。図9において、放射線治療装置から照射される治療用ビームの照射位置を決めるには、まず、第二のX-CT42で撮像される。そして得られたX-CT画像のデータは計算機19を介して画像データファイル36に入力される。なお、第二のX-CT42から出力されるX-CT画像のデータは、デジタル信号であり、計算機19を経て、画像ディスプレイ31にX-TV画像として出力される。

【0057】なお、図9において、X-CT20を用いて患者37の患部のCT像を撮影し、患部Kの位置と患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及びM3の位置との位置関係を明らかにする処理手順については、図5に示す実施形態1の動作と同一であり、その説明を省略する。また、図9において、計算機19を用いて、中心投影画像に示す患者37の患部Kの位置と患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及びM3の位置との位置関係、及びX-TV画像に示すビーム軸15の中心Oと患者37の体内に埋め込まれたマーカM1、M2、及びM3との位置関係に基づき、患者37の患部Kの位置とビーム軸の中心Oとの位置関係を計算し、この計算結果に基づき、照射手段14が荷電粒子線を患者37の患部Kに正確に照射し治療する処理手順については、図5に示す実施形態1の動作と同一であり、その説明を省略する。

【0058】このように、本実施形態の放射線治療装置は、微小な大きさのマーカMを、開腹手術等の手間をかけることなく患者37に埋め込むことにより、患者37の患部Kの位置を正確に特定することが容易となり、荷電粒子線等の治療用ビームを正確に患者37の患部に照射することができる。

【0059】

【発明の効果】以上のように、この発明にかかるビーム照射装置は、マーカを有する被照射体が載置される台と、照射手段からのビームが照射される被照射体の被照射部とマーカとを撮像し、撮像結果を出力する第一手段と、被照射体のマーカを撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される照射手段のビームのビーム照射位置とを重ね合わせて撮像結果として出力する第二手段と、第一手段から出力された撮像結果に含まれるマーカと第二手段から出力された撮像結果に含まれるマーカとに基づき、被照射体の被照射部へ照射手段からビームが照射されるように台及び照射手段を相対的に移動させる移動制御手段とを備えたため、被照射体の被照射部の位置を正確に特定することが容易となり、ビームを正確に被照射体の被照射部に照射することができる。

【0060】また、この発明にかかるビーム照射装置は、マーカを被照射体に埋設したため、被照射体の被照射部の位置を正確に特定することが容易となり、ビームを正確に被照射体の被照射部に照射することができる。

【0061】さらに、この発明にかかるビーム照射装置

は、マークを被照射体に貼付したため、被照射体の被照射部の位置を正確に特定することが容易となり、ビームを正確に被照射体の被照射部に照射することができる。

【0062】また、この発明にかかるビーム照射装置は、マークの形状が方向性を有するため、マークの位置の変化を認識することが容易となる。

【0063】さらに、この発明にかかるビーム照射装置は、照射手段から出力されるビームが、荷電粒子線又はX線または電子線であるため、その照射対象の状況により適宜選択することができる。

【0064】また、この発明にかかるビーム照射装置は、照射手段が、ビームを出力する照射装置と、照射装置に設けられビームが有するエネルギーを変化させるレンジシフタと、照射装置から出力されたビームが入射されビームの線量を計測する線量計と、線量計を経て入射されたビームを整形するコリメータとを有し、第二手段が、X線を出力するX線管と、X線管に接続されX線管に印加する電圧を制御するX線管制御器と、X線管から出力されたX線が入射されこの入射されたX線に基づき得られるX線画像を光学画像に変換し出力するイメージ・インテンシティブファイアと、イメージ・インテンシティブファイアから出力された光学画像が入射され光学画像を電気信号に変換するテレビジョン・カメラとを有し、照射手段がビームを線量計、及びコリメータを介して被照射体に照射し、X線がX線管から照射される時は、照射手段から出力されるビームの照射を停止し、線量計とコリメータとの間にX線管が挿入され、X線管がX線をコリメータを介して被照射体に照射するため、被照射体の被照射部の位置を正確に特定することが容易となり、ビームを正確に被照射体の被照射部に照射することができ

【0065】さらに、この発明にかかるビーム照射装置は、第二手段が、イメージ・インテンシティブファイアとテレビジョン・カメラとの代りに放射線センサーを有し、放射線センサーが、X線管から出力されたX線が入射され、この入射されたX線に基づき得られるX線画像を電気信号に変換するため、被照射体の被照射部の位置を正確に特定することが容易となり、ビームを正確に被照射体の被照射部に照射することができる。

【0066】また、この発明にかかるビーム照射装置は、第二手段が、被照射体のマークを定期的に撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される照射手段のビームのビーム照射位置とを重ね合わせて撮像結果として定期的に出力し、移動制御手段が、第一手段から出力された撮像結果に含まれるマークと第二手段から定期的に出力された撮像結果に含まれるマークとに基づき、被照射体の被照射部へ照射手段からビームが照射されるように台及び照射手段を相対的に移動させるため、マークの位置の変化に伴い、被照射部の位置の変化を容易に推測することが可能となり、正確なビームの照射を継続して行うこ

とができる。

【0067】さらに、この発明にかかるビーム照射装置は、マークを有する被照射体が載置される台と、被照射体の被照射部とマークとを撮像し、撮像結果を出力する第一手段と、被照射体のマークを撮像し、撮像範囲内の固定位置に照射される第二手段のX線のX線照射位置とを重ね合わせて撮像結果として出力する第二手段と、第一手段から出力された撮像結果に含まれるマークと第二手段から出力された撮像結果に含まれるマークとに基づき、被照射体の被照射部へ第二手段からX線が照射されるように台及び第二手段を相対的に移動させる移動制御手段とを備えたため、第二手段が多機能化されることに伴う放射線治療装置の構成の簡易化を実現し、被照射体の被照射部の位置を正確に特定することが容易となり、ビームを正確に被照射体の被照射部に照射することができ

【0068】また、この発明にかかる放射線治療装置は、被照射体を患者とし、被照射部を患者の患部としてビーム照射装置を利用するため、患者の患部の位置を正確に特定することが容易となり、ビームを正確に患者の患部に照射することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 この発明の実施形態1の放射線治療装置を示す構成図である。

【図2】 実施形態1の放射線治療装置で用いられるマークMの形状を示す概念図である。

【図3】 実施形態1の放射線治療装置が有する照射手段14及び第二の撮像手段28の回転に伴う、X線や治療用ビームの照射方向の変化を示す概念図である。

【図4】 実施形態1の放射線治療装置の一具体例の正面図、側面図、及び上面図である。

【図5】 実施形態1の放射線治療装置の動作の流れを示す説明図である。

【図6】 実施形態1の放射線治療装置で、患者37が有するマークMの移動に伴い、患部Kの移動の様子を示す概念図である。

【図7】 この発明の実施形態2の放射線治療装置を示す構成図である。

【図8】 実施形態2の放射線治療装置の一具体例の正面図、側面図、及び上面図である。

【図9】 この発明の実施形態3の放射線治療装置を示す構成図である。

【図10】 第二のX-CT42のX線管と照射装置14とを兼用した放射線治療装置の側面を示した側面図である。

【図11】 従来の放射線治療装置を示す構成図である。

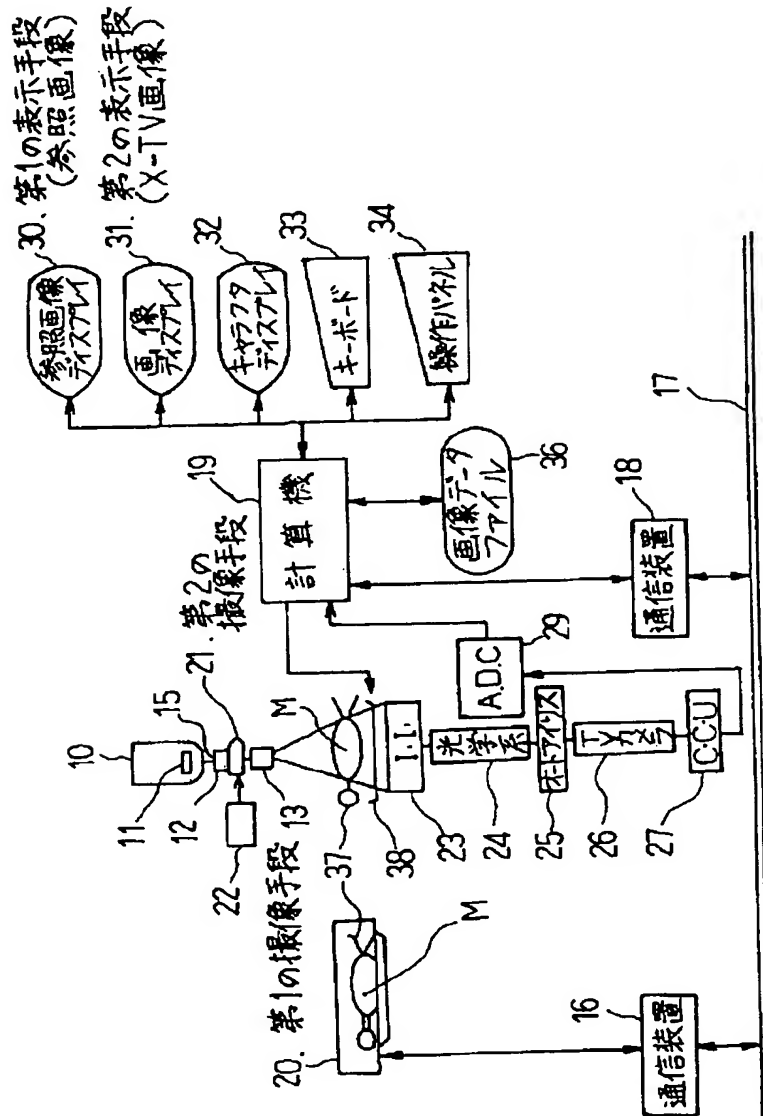
【図12】 従来例の放射線治療装置の動作の流れを示す説明図である。

【符号の説明】

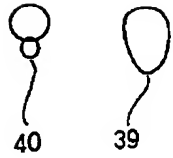
10 垂直照射装置、11 レンジシフタ、12 線量計、13 コリメータ、14 照射手段、15 ビーム軸、16 通信装置、17 データバス、18 第二の通信装置、19 計算機、20 X線コンピュータモグラフィ(X-CT)、21 X線管、22 X線管制御器、23 イメージ・インテンシティファイア(I.I)、24 光学系、25 オートアイリス、26 テレビジョン・カメラ(TVカメラ)、27 カメラ・コントロール・\*

\*ユニット(C.C.U)、28 第2の撮像手段、29 アナログ・デジタル変換器(A.D.C)、30 参照画像ディスプレイ、31 画像ディスプレイ、32 キャラクタディスプレイ、33 キーボード、34 操作パネル、35 タブレット、36 画像データファイル、37 患者、38 治療台、M\*、N\* マーカ、39 涙型のマーカ、40 だるま型のマーカ、41 半導体検出器又は放射線センサー、42 第二のX-CT。

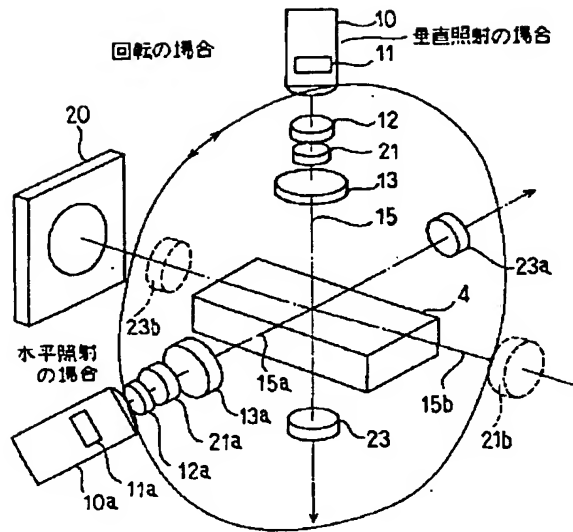
【図1】



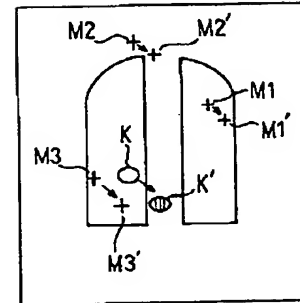
【図2】



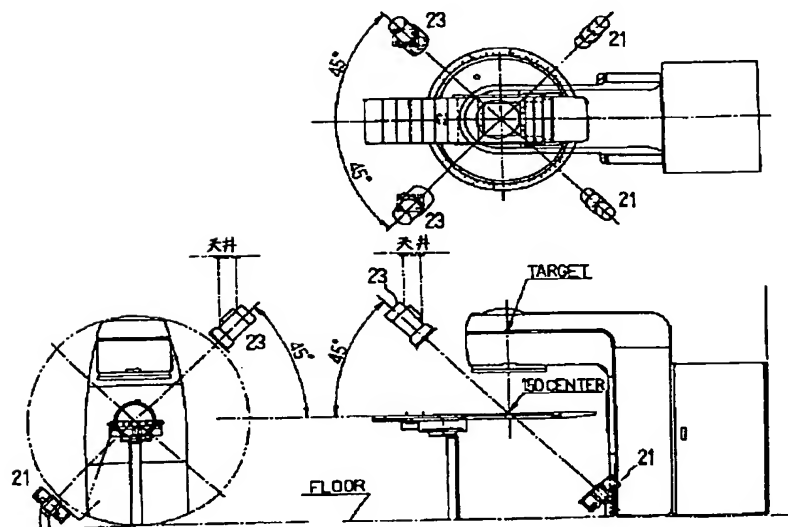
【図3】



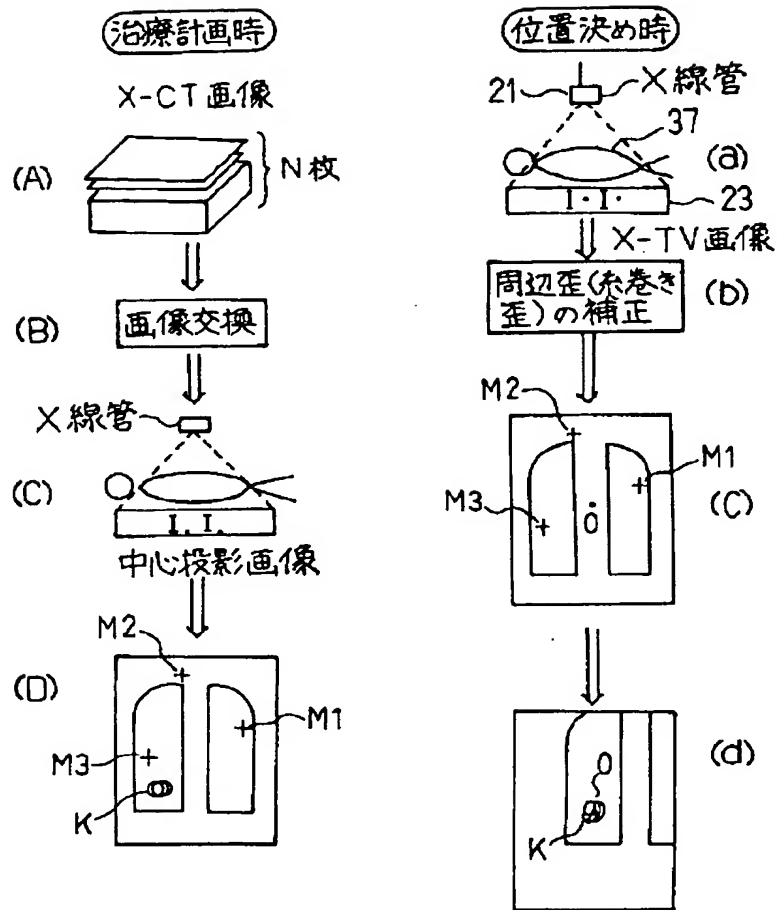
【図6】



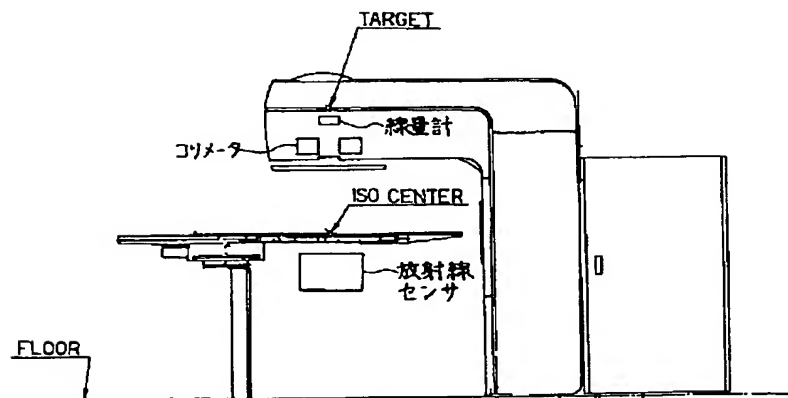
【図4】



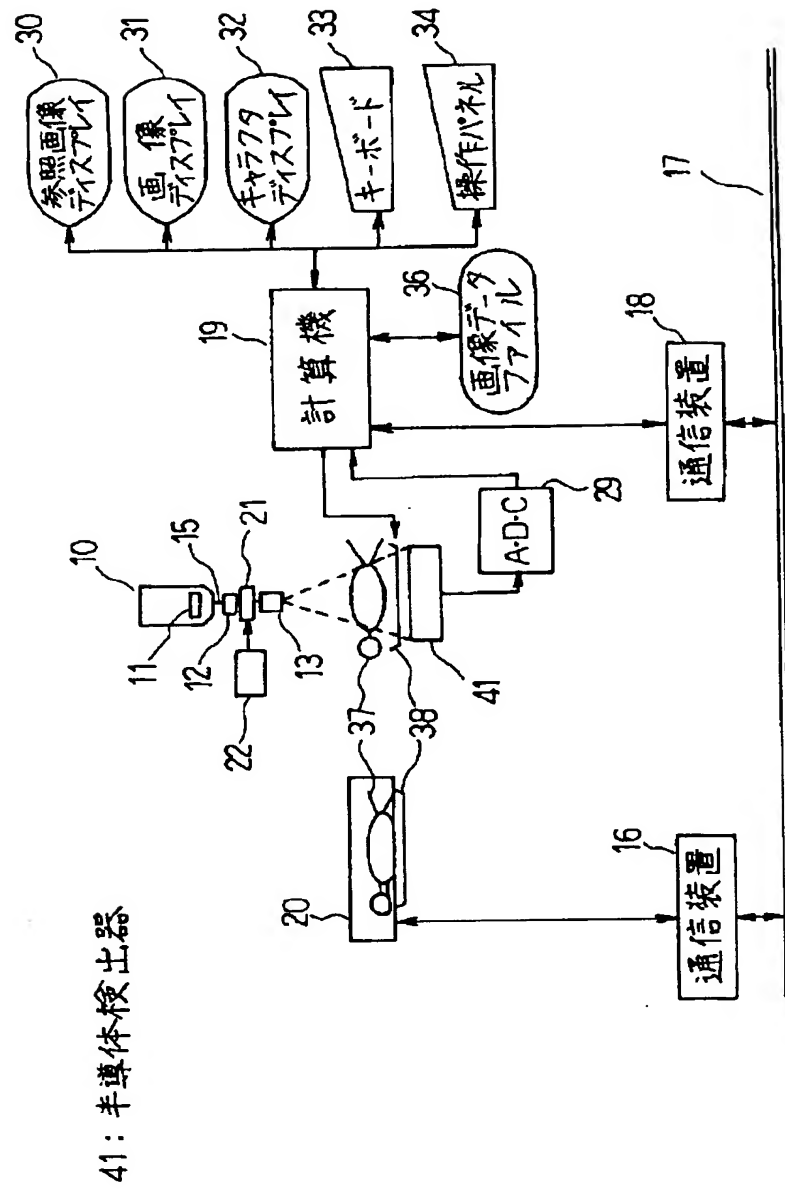
【図5】



【図10】



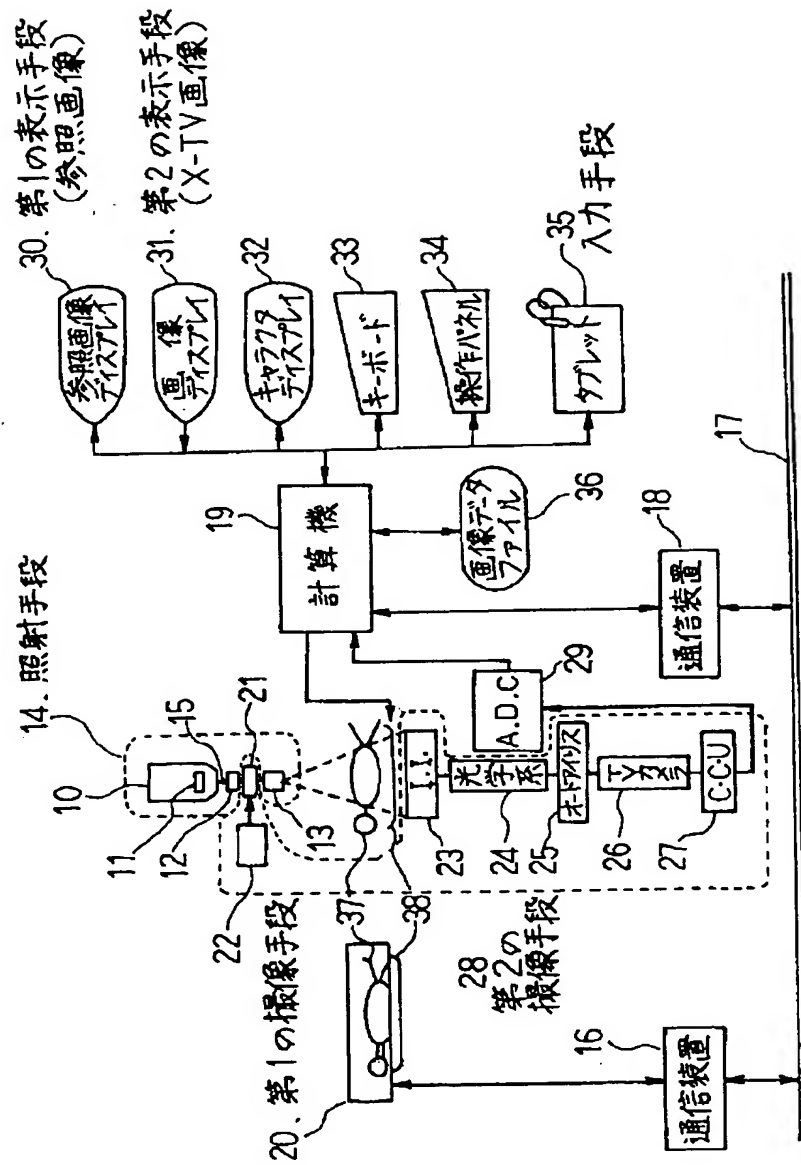
【図7】







【図11】



【図12】

